

⑯ 日本国特許庁 (JP)
⑰ 公開特許公報 (A)

⑪ 特許出願公開

昭56—79242

⑯ Int. Cl.³
G 01 N 27/06
// G 01 N 33/48
G 01 R 27/22

識別記号
厅内整理番号
6928—2G
6422—2G
7145—2G

⑯ 公開 昭和56年(1981)6月29日
発明の数 7
審査請求 未請求
(全 19 頁)

⑯ 液体導電率測定システム及びそのサンプルカード

06883ウエストン・ブロード・ストリート13

⑯ 特 願 昭55—152017

⑯ 発明者 アレン・エメット・マイヤー
アメリカ合衆国コネチカット州
06830グリニッヂ・ルイス・ストリート70

⑯ 出 願 昭55(1980)10月29日

⑯ 出願人 ユナイテッド・ステイツ・サンジカル・コーポレーション
アメリカ合衆国コネチカット州
06850ノーウォーク・グローヴ
アー・アベニュー150

優先権主張 ⑯ 1979年10月29日 ⑯ 米国(US)

⑯ 代理人 弁理士 中村稔 外4名

⑯ ⑯ 89086

⑯ 1979年10月29日 ⑯ 米国(US)

⑯ ⑯ 89087

⑯ 1979年10月29日 ⑯ 米国(US)

⑯ ⑯ 89088

⑯ 発明者 ジエラミ・ロイ・ヒル
アメリカ合衆国コネチカット州

明細書の添付(内容に変更なし)

明細書

1. 奈明の名称 液体導電率測定システム及びそのサンプルカード

2. 特許請求の範囲

1. 液体サンプルの温度依存パラメータを測定するシステムにおいて、

得られた熱伝達特性を示す物質で作られたベース部と、

上記ベース部の温度を検出する検出手段と、所定体積の上記液体サンプルを上記ベース部と密接接触せしめ、或る時間後に、上記液体サンプルが上記ベース部の温度をとる様にせしめる手段と、

上記所定体積の上記液体サンプル内に浸漬される電極手段と、

測定される温度依存パラメータを表わす信号を発生するため上記電極手段及び上記検出手段に接続された手段とを具備したことを特徴とするシステム。

2. 温度依存パラメータを表わす上記信号を目で

読み取れる形態で表示する手段を更に具備した特許請求の範囲第1項に記載のシステム。

3. 上記ベース部の上記物質はアルミニウムである特許請求の範囲第1項に記載のシステム。

4. 上記液体サンプルを上記ベース部と密接接触せしめる上記手段は隔壁式サンプルカードを備えた特許請求の範囲第1項に記載のシステム。

5. ガイド部材及び隔壁部材を有する液体サンプルキャリアに含まれた液体サンプルのパラメータを測定する装置において、

ベース部と、

上記キャリアを上記装置へ適正に挿入するため上記ガイド部材と共に装入手段と、

上記キャリアを上記装置へと適正に挿入するため上記隔壁部材と共に挿入するキャリア保持手段とを具備したことを特徴とする装置。

6. 上記案内手段は上記キャリアのガイド部材とを嵌合する形状にされたガイドチャンネルを備えた特許請求の範囲第5項に記載の装置。

7. 上記キャリア保持手段は上記キャリアを上記

め上記ガイド手段と共に動作する案内手段と、
上記装置において上記キャリヤを適正に挿入する
ため上記整列手段と共に動作するキャリヤ保持手
段とを備えている
ことを特徴とするシステム。

9. 上記装置は更に、

上記液体サンプルのパラメータを測定するシス
テムにおいて、このシステムは液体サンプルキャ
リヤと測定装置とを具備し、
上記キャリヤは、
本体部と、
上記本体部にあり液体サンプルを受け入れる
サンプル受け入れ手段と、
上記サンプル受け入れ手段内に配備された電
極手段と、
上記キャリヤを上記装置へ適正に挿入するガ
イド手段と、
上記装置において上記キャリヤを適正に挿入する
整列手段とを
備えており、そして

上記装置は、
ベース部と、
上記キャリヤを上記装置へ適正に挿入するた

と、

上記電極手段に対する上記血液サンプルの分
離を防止する様に選択された規則的な所定の時
間インターバルで上記発生手段を作動及び不作
動にする制御手段とを備えたことを特徴とする
電子装置。

12. 上記血液サンプルの導電率を監視するため上
記電極手段に接続された第1監視手段を更に備
えた特許請求の範囲第11項に記載の装置。
13. 上記血液サンプルの温度を監視する第2の監
視手段を更に備えた特許請求の範囲第12項に
記載の装置。
14. 上記監視された導電率及び上記監視された溫
度に応答して、上記血液サンプルの温度補償さ
れた導電率を表わす導電率信号を発生する溫度
補償手段を更に備えた特許請求の範囲第13項
記載の装置。
15. 上記発生手段は方形波発生器である特許請求
の範囲第11項に記載の装置。
16. 上記方形波発生器は、約25kHzの周波数を

有する方形波を発生する手段を備えた特許請求
の範囲第15項に記載の装置。

17. 上記第1監視手段はピーク検出器を備えた特
許請求の範囲第12項に記載の装置。
18. 上記第2監視手段はサーミスタを備えた特許
請求の範囲第13項に記載の装置。
19. 上記温度補償手段はメモリを含むコンピュー
タ手段を備え、このメモリは温度補償された導
電率の所定のレンジに関する情報を記憶する特
許請求の範囲第14項に記載の装置。
20. 上記血液サンプルの上記温度補償導電率が上
記メモリに記憶された情報のレンジ内にない時
にエラー信号を発生する手段を更に備えた特許
請求の範囲第19項に記載の装置。
21. 上記エラー信号に応答して可視警報を指示す
る手段を更に備えた特許請求の範囲第20項に
記載の装置。
22. 上記エラー信号に応答して可聴警報を指示す
る手段を更に備えた特許請求の範囲第20項に
記載の装置。

23. 上記温度補償された導電率信号を目で読み取れる形態に変換する表示手段を更に備えた特許請求の範囲第14項に記載の装置。

24. 上記監視された導電率をヘマトクリントペーパンテージを表わす信号に変換する手段を更に備えた特許請求の範囲第12項に記載の装置。

25. 上記制御手段は上記活性手段を4秒間隔で作動する手段を備えた特許請求の範囲第1項に記載の回路。

26. 液体サンプルに対して電気的に作動するのに用いられるサンプルカードにおいて、
本体部と、
液体サンプルを受け入れるため上記本体部に形成された毛細管と、
上記毛細管内に離間関係で配はされた第1及び第2の電極手段と、
所定体積の上記液体サンプルを収容するため上記毛細管によつて形成され且つ上記第1及び第2電極手段によつて境界定めされた測定セル手段と、

作動する装置に上記サンプルカードを挿入する時に適正な向きを確保する特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。

33. 上記本体部に整列手段を更に備え、この整列手段は上記液体サンプルに対して導電的に作動する装置に上記サンプルカードを配置する時に適正な整列を確保する特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。

34. 血液サンプルのパラメータを電気的に測定するのに用いられる血液サンプルキャリヤにおいて、
平らなベース部と、
上記ベース部に毛細管を形成する内面を有した中空管と、
上記内面の1部に離間関係で配置された第1及び第2電極と、
上記内面並びに上記第1及び第2電極によつて形成された測定セルであつて、測定される所定体積の血液サンプルを隔離する様な測定セルと、
上記ベース部にあり、上記第1及び第2電極

上記第1及び第2電極手段を電気信号に作動的に開閉させる手段とを具備したことを特徴とするサンプルカード。

27. 上記液体サンプルの上記毛細管への入口を与える入口手段を更に備えた特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。

28. 上記入口手段はノズルである特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。

29. 利用者が上記測定セルの拡大像を見ることができる様にする拡大手段を更に備えた特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。

30. 毛管現象によつて上記液体サンプルが上記毛細管へ引き込まれる時に上記毛細管内の空気を通気する通気手段を更に備えた特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。

31. 上記毛細管付近で上記本体部に空所部を更に備えた特許請求の範囲第26項に記載のサンプルカード。

32. 上記本体部にガイド手段を更に備え、このガイド手段は上記液体サンプルに対して電気的に

を血液パラメータ測定装置に電気的に開閉させるパッド手段とを具備したことを特徴とする血液サンプルキャリヤ。

35. 上記毛細管の上記内面はその断面で見た時に半円形である特許請求の範囲第34項に記載のサンプルキャリヤ。

36. 上記第1電極は第1の断面半円の平坦部に沿つて配設されそして上記第2電極は第2の断面半円の平坦部に沿つて配設され、上記第1及び第2の半円は互いに実質的に平行で且つ離間されている特許請求の範囲第35項に記載のサンプルキャリヤ。

37. 上記パッド手段は、上記ベースに配設されて上記第1電極に接続された第1の導電性ディスクと、上記ベースに配設されて上記第2電極に接続された第2の導電性ディスクとを備えた特許請求の範囲第34項に記載のサンプルキャリヤ。

38. 毛管現象によつて上記液体サンプルが上記毛細管に引き込まれる時に上記毛細管内の空気を

通気する通気手段を更に備えた特許請求の範囲第34項に記載のサンプルカード。

39. 上記毛細管付近で上記本体部に空所部を更に備えた特許請求の範囲第34項に記載のサンプルカード。

40. 上記本体部にガイド手段を更に備え、このガイド手段は上記液体サンプルに対して電気的に作動する装置に上記サンプルカードを挿入する時に適正な向きを確保する特許請求の範囲第34項に記載のサンプルカード。

41. 上記本体部に整列手段を更に備え、この整列手段は上記液体サンプルに対して電気的に作動する装置に上記サンプルカードを配置する時に適正な整列を確保する特許請求の範囲第34項に記載のサンプルカード。

42. 屋乗式液体サンプルキャリヤを作る方法において、
ベース部材のノ部を成形して、毛細管の内面のノ部にし、
面を有するオーバーレイを用意し、

11

47. 半透明の物質から上記ベース部材を形成する特許請求の範囲第42項に記載の方法。

48. 上記半透明物質は、ポリカーボネート、ポリメタクリレート及びステレン-ブタジエン樹脂より成る群から選択される特許請求の範囲第47項に記載の方法。

49. 上記オーバーレイを半透明物質から作る特許請求の範囲第42項に記載の方法。

50. 上記オーバーレイをマイラーから作る特許請求の範囲第42項に記載の方法。

51. 上記電極をステンレススチール合金で作る特許請求の範囲第42項に記載の方法。

52. 上記電極配線及び固定段階は、ステンレススチール合金シートを上記オーバーレイに固定し、そして上記電極を形成する部材以外の全ての上記ステンレススチールシートをエッチャング除去することを含む特許請求の範囲第42項に記載の方法。

53. 上記エッチャング段階はホトエッチャング段階である特許請求の範囲第52項に記載の方法。

13

-224-

12

54. 上記オーバーレイは接着剤を用いることによつて上記ベース部材に固定される特許請求の範囲第52項に記載の方法。

55. 上記電極は接着剤を用いて上記オーバーレイに固定される特許請求の範囲第42項に記載の方法。

56. 上記ベース部材のガイド部材を形成する特許請求の範囲第42項に記載の方法。

14

3. 発明の詳細を説明

本発明は一般に体液の導電率を測定するシステムに係り、特に、ヘマトクリット値を自動的に測定してヘモグロビンの近似値を与えるシステムに係る。

液体サンプルを調査する方法及び装置は色々なものが知られている。或るものは遠心力に関するものであり、又或るものは振拌を用いたものであり、そして更に、試験サンプルの電気的特性に基づいたものもある。実質上全てのこれら既知の技術、特に医学分野の技術においては、先ず第1に各々のサンプルを隔離状態に保つことが重要である。更に別の問題は、試験サンプルから伝染病にかかる様に医師を保護することである。既知の方法及び装置では、この様な防護が極めてわずかしか与えられない。

血液の電気特性を調査する装置の例が1979年5月22日付のSteuer氏等の米国特許第30,007号に開示されている。この装置はロッド状のプローブを備え、このプローブはその尖

端に2つの導電性電極を有している。血液サンプルはこのプローブの電極に結合され、そしてヘマトクリットを測定するために血液に電流が付与される。正確な試験結果を得るために試験のたびにプローブを完全に淨化しなければならないことは明らかである。

廻旋式血液サンプルカードの例が、昭和52年7月1日に出願された本出願人の特願昭52-78,968号に開示されている。該特許出願に開示された血液サンプルカードは、電気絶縁材で作られた実質的に平らなベース部を備えた廻旋式血液サンプルキャリヤである。このカードは斜めに、すなわちパッケージされ、そして1回使用した後に廻旋される。このカードのベース部には、血液サンプルを受け入れるために凹所がある。この凹所はほぼ1滴の血液を受け入れる様な寸法にされ、そして凹所の容積は0.05ml程度であると述べられている。この凹所には電極が配置され、そしてこれら電極は、例えば前記米国特許第30,007号に開示された様に電気回路によつて

血液サンプルの電気的特性を評価する装置に接続される。

上記した測定装置及び血液サンプルカードは現状技術の範囲であると考えられる。それでも尚、液体サンプルを簡単で、安全に、然も正確に電気的に評価するシステムが要望されている。本発明は、この要望を満たすことに向けられる。

本発明は一般に電気手段によつて液体サンプルを試験することに係る。特に本発明は医学の分野に利用され、特に全血サンプル及びそれと同様のものの導電率を調査するのに利用されると認められる。

特に、本発明によるシステムは、測定器、及び廻旋式血液サンプルカード即ちキャリヤを備えている。測定器は手に保持されるパッテリ作動装置であり、ヘマトクリット値の様な血液導電率を早く且つ簡単に測定するのに使用されるものである。この測定器は廻旋式サンプルカードを受け入れ、このサンプルカードは血液の様な液体サンプルを1回運搬してそれを測定器へ付与するのに用

いられる。

上記測定器は、ヘマトクリット値及びヘモグロビンの近似等価値をデジタル表示する構成体を有している。上記測定器には外部スイッチがなく、廻旋式サンプルカードを測定器へ挿入した時に自動的に電力が付与される。

本システムに用いられる測定技術は良く知られた導電率の原理に基づくものである。簡単に云えば、この原理は、血漿が導体として働きそして赤血球が絶縁体として働くというものである。適当に定めた体積及び温度の全血サンプルに交流電流を通した場合には、その導電率が単位体積当たりの赤血球の数に対して逆に關係付けされる。それ故、血液サンプルの導電率が分れば、ヘマトクリット値を決定することができる。

又、血液は、血液の導電率に直接影響するやや極端な温度係数も示す。それ故、本発明のシステムは血液サンプルの温度も測定し、そしてこのデータを導電率測定値と共に用いて、ヘマトクリット値を計算する。ヘモグロビンの近似値も与えら

れる。本発明のシステムでは、ヘマトクリット値を3で除算することによりヘモグロビンが決定される。

好ましい実施例では、血液サンプルカードは、プラスチックで精密にモールドされた小容積の導電率セルであり、このセルはステンレススチール合金の内蔵電極を有している。基本的には、このサンプルカードは平らなベース部を備え、これには毛細管が形成される。この毛細管の端に配置されたノズルは、血液サンプルを毛細管に入れるための入口をなす。第1及び第2の電極が毛細管内に並間関係で配置され、毛細管内に或る容積を形成する。毛細管内でこれら2つの電極間に形成されたこの容積が導電率セルを構成する。

各々の電極は導電性のパッドに電気的に接続され、この導電性パッドは血液サンプルの導電率を測定するために測定器に含まれた電子回路に血液サンプルを関連させる手段をなす。

本発明の技術によれば、測定器は基本的に、サンプルカードの血液サンプルから得たデータを処

理する電子部分と、血液サンプルカードを測定器内に配置するフロントエンド機構と、測定器でなされたヘマトクリット値測定の結果を目で読み取れる形態で表示するデジタル表示装置とを具備している。

測定器のフロントエンド機構は、測定器内にサンプルカードを適正に挿入させる様にプロック即ちベース部に関連された案内部材を含んでいる。ベース部は優れた熱伝導特性を示す物質で作られるのが好ましい。この様な物質の1つはアルミニウムである。

測定器内のローラ組立体はサンプルカードをベース部の上面と密接接触状態に保持する。出気点組立体を含む一般的にL字型のプラケットもフロントエンド機構の1部として設けられている。このL字型プラケットはフロントエンド機構に接着され、従つてサンプルカードを挿入した際に接点組立体が隔壁式サンプルカードのパッドと電気的に関連せしめられる。

毛細管内の血液サンプルと隔壁式サンプルカ

20

ドの底との距離は、マイラーの頸部プラスチック物質の非常に薄いシートを用いることにより最小に保持される。これは、サンプルカードを測定器内に配置する時に血液サンプルがフロントエンド機構のベース部と密接接触する様に行なわれる。この様にして、血液サンプルは、非常に短い時間の後に、ベース部の温度になる。サンプルカードを測定器へ挿入した時に血液サンプルが位置される場所付近で、フロントエンド機構のベースに、サーミスターが埋設される。この様にして、血液サンプルの温度でもあるベース部の温度に関連したデータを測定器内の電子回路に与えて後で処理することができる。

各々の電気接点組立体は、血液サンプルに励起電流を付与すると共に血液サンプルの導電率を測定するため電子回路に接続されたリード線を備えている。

隔壁式サンプルカードの構造体は、同様の公知装置に勝る効果を数多く発揮する。隔壁式サンプルカードは血液サンプルに容易に毛管現象

を与える、そして患者又は試験管からの直接的なサンプル採取を容易にする。隔壁式サンプルカードは半透明であり、そして毛細管区分は拡大領域を与える、従つて血液サンプルのエアポケットやその他の不連続部が容易に明らかとなる。サンプルカードの上面において、毛細管区分の拡大領域は隆起を呈し、これは隔壁式サンプルカードを測定器のフロントエンド機構へ押し込む際に位置設定体として働く。隔壁式血液サンプルキャリアの底と毛細管内の血液サンプルとの距離は、フロントエンド機構の熱伝達ベース部と血液サンプルとの間の熱伝達を良好にする様に最小に保たれる。更に、サンプルカードは血液サンプル付近に切欠部を含み、これは血液サンプルの領域の熱質量を減少する様に働き、それにより血液サンプルとベース部との間の熱伝達を促進する。

サンプルカードに組合わされる測定器は、自滅式の光遮型パケテリによつて付勢され、そして完全に携帯式である。操作者に用いられるスイッチや調整器や校正器はなく、電源スイッチすらない。

21

-226-

22

サンプルカードを提供することである。

本発明の更に別の目的は、最低限のコストで容易に製造される廃棄式サンプルカードを提供することである。

本発明の更に別の目的は、廃棄式サンプルカードの挿入に応答して測定器を作動して該カードに含まれた液体サンプルを電気的に測定する様な機構を備えた測定器を提供することである。

本発明のこれら及び他の目的並びにそれに付随する多數の効果は添付図面を参照した以下の詳細を説明より容易に明らかとなろう。

本発明は一般に電気手段によつて液体サンプルを試験することに係る。特に本発明は医学の分野に用いられ、特に全血サンプル及びそれと同様のものの導電率を調査するのに用いられると認められる。

特に、第1図を参照すれば、本発明によるシステムは参考番号10で一般的に示された測定器と、参考番号12で一般的に示された廃棄式血液サンプルカード即ちキャリヤとを備えている。測定器

10は手に保持されるパッテリ作動型の装置であり、血液の導電率例えはヘマトクリット値及びヘモグロビンの近似値を素早く且つ簡単に測定するのに用いられるものである。この測定器は、液体サンプル例えは血液を1回遮蔽してこの測定器へ付与するのに用いられる廃棄式サンプルカードを受け入れる。

測定器10は、ヘマトクリット値及びヘモグロビンの近似等価値を読み出すデジタル表示装置14を備えている。測定器10には外部スイッチがなく、廃棄式サンプルカード12を測定器へ挿入した時に電力が自動的に付与される。

好みの実施例においては、血液サンプルカードはプラスチックで精密にモールドされた小容積導電率セル即ち測定セルであり、これはステンレススチール合金の内蔵電極を有している。基本的に、サンプルカード12は毛細管18が形成された平らなベース部16を備えている。毛細管の端に配置されたノズル20は、血液サンプルを毛細管へ入れる入口をなす。第1及び第2の電極22

及び24は毛細管内に離間関係で配置されそして毛細管内に或る容積を形成する。毛細管内で2つの電極間に形成されたこの容積は導電率セル即ち測定セル26を構成する。

電極22及び24の各々は導電性ディスク即ちパッド28及び30に電気的に接続され、このパッドは液体サンプルの導電率を測定するために測定器に含まれた電子回路32と血液サンプルを関連させる手段をなす。

測定器は基本的に、サンプルカードの血液サンプルから得たデータを処理する電子部分32と、測定器内に血液サンプルカードを配置するフロントエンド機構34と、測定器で行なつたヘマトクリット値測定の結果を目で読み取れる形態で表示するデジタル表示装置14とを備えている。

測定器10のフロントエンド機構34は、測定器内にサンプルカード12を適正に挿入する様にロック即ちベース部40に関連された案内部材36を備えている。ベース部40は優れた熱伝導特性を示す物質で作られるのが好み。この様

な物質の1つはアルミニウムである。

測定器内にあり参照番号42で一般的に示されたローラ組立体は、サンプルカードをベース部の上面と密接接触状態に保持する。応答接点組立体46及び48を含む一般的にL字型のプラケット44もフロントエンド機構の1部として設けられている。このL字型のプラケットはフロントエンド機構に搭載され、從つてサンプルカードを挿入した際には接点組立体が誘導式サンプルカード12のパッド28及び30と電気的に接触せしめられる。

液体導電率測定システムについて簡単に述べたが、誘導式血液サンプルカード及び測定器を以下に詳細に説明する。

第4図ないし第8図を参照すれば、12で一般的に示された誘導式血液サンプルキャリヤの好ましい実施例が示されており、このキャリヤは基本的にほど平らな本体16を備え、この本体は毛細管18を形成し、この中には2つの離間された端子22及び24が位置される。これら端子22と

的になめらかに且つ連続的に面からそつたカーブ区分である。

主本体部の前端付近には、横方向に延びた立上つた部分70が形成され、その1部は主本体の側壁を越えて延びる時に端部66をさえ切る。半円筒状の横方向に延びたグループ72が上記立上つた部分70によつて本体部12の下面58に形成される。

典型的にマイラーの様な適当なプラスチックで作られたオーバーレイ74が本体部の下面58に接着固定される。このオーバーレイ74は、半円筒グループを完全にカバーして毛細管18を形成する様にダイで切断され、毛細管18は患者の指又は試験管から血液サンプルを受け取るノズル部分20を有している。

1対の端子22及び24がこのオーバーレイに接着固定され、そしてこのオーバーレイと本体部の下面との間に挿入される。これらの端子は、毛細管内に横方向に延び且つ離間されて測定セル26を形成する様に配置される。各々の端子はア

24との間に配置された毛細管18の部分は導電率セル即ち測定セル26を形成し、該セルにはヘマトクリット値の測定中血液サンプルが貯留される。各々の端子には導電性パッド28及び30が固定され、これらのパッドは測定セル26を測定器10にインターフェイスするのに用いられる。

第4図ないし第7図に最も良く示された様に、サンプルカード12は細長い実質的に平らな本体部16を備え、この本体部は典型的に半透明のプラスチック物質例えばLEXANないしはプレキシガラスで作られる。この本体部の長さは典型的に2.50インチ(6.25cm)であり、一方その巾は典型的に1.44インチ(3.6cm)である。第3図ないし第5図と共に、測定器に対する意図された使用位置で血液サンプルキャリヤを示した第8図を参照すれば、主本体16は平らな上面56及び平らな下面58を形成する。本体16は前壁60及び後壁62で終わる。本体部16の側部の各々は上面56で構成する面からそつた翼部64及び66で終わる。断面で見た時、各々の翼部は典型的

イスク状の導電性パッド28、30で終わり、このパッドは以下で詳細に述べる様に測定器10に固定して使用される。主本体部16は1対の穴80及び82を含み、これらの穴はディスクパッド28及び30を経て測定セル26を測定器とインターフェイスせしめる。

毛細管の他端は小さな穴86で終わり、この穴は毛管現象によつて毛細管内へ血液サンプルを引き込む時に毛細管内の空気を排氣する手段をなす。立上つたリム88がこの穴86を完全に取り巻き、このリムはサンプルカードの製造中に滑滑、試験及び界面活性剤の添加に用いられる一般的な自動半体付与器に使用するためのインターフェイスをなす。

主本体は、毛細管の付近に、大きな長方形切欠部90を含み、この切欠部は血液サンプル付近の領域において本体部の熱質量を下げるのに使用される。この長方形切欠部の典型的な寸法は約3.02cm×1.49cmである。

血液サンプルキャリヤの付加的な構造及び特徴

は、ヘマトクリットを自動的に測定するのに用いられる測定器 10 とサンプルカード 12 との間連について述べる際に説明する。然し乍ら、この点においては、サンプルカードをいかに製造するかということについて述べる。

主本体部 12 は一般の射出成形技術によつて製造され、そして毛細管 18 内に容易に毛管現象が生じる様にするため耐熱特性の良いプラスチック物質で作られる。更に、プラスチック物質は半透明でなければならない。主本体部は、ポリカーボネート (LEXAN) 、ポリメチルメタクリレート (プレキシガラス) 、又は或る形式のステレンブタジエン樹脂 (K樹脂) の様な物質で作られる。

オーバーレイ 74 は次の様にして作られる。接着性が失なわれるのを防止するため両面接着シートはその両面に接着用紙を有している。この接着シートの片面から接着を施し、そして露出した接着面をマイラーシートにのせる。次いで接着シートの反対面の接着用紙を施し、そして 0.0127mm の典型的な厚みを有するステンレス

を戻し、そしてオーバーレイは第 3 図に示した形狀にダイで切削される。

エッチング技術を用いずに別の方法を用いて電極をオーバーレイに固定することも意図される。ステンレススチールのリボンをオーバーレイに直接付与しそしてオーバーレイの接着剤に固定する時にダイで切削してもよい。

オーバーレイから接着用紙を剥しそして一般の圧延技術を用いてオーバーレイと主本体部 16 とを一緒に圧延することにより主本体部 16 がオーバーレイ 74 に接着される。本体部 16 の下面 58 におけるマイラーの位置は緻密なものではなく、毛細管 18 が正しく形成されそして 2 つのステンレススチール電極 22、24 が実質的に直角に毛細管を横切る様にされれば良い。

第 8 図ないし第 17 図を参照し、測定器 10 のフロントエンド機構 34 を詳細に説明する。このフロントエンド機構は測定器でヘマトクリット値の測定を開始するためにサンプルカード 12 を受け取る。第 8 図は意図された使用位置で機構 34

ステンレススチールのシートを露出した接着面に接着する。このステンレススチールは不動態化してからマイラーシートに固定される。それにより、マイラーシートに接着されたステンレススチールより成る複層体が形成される。

電極 22、24 及びデイスクリッド 28、30 が形成されるところ以外の全ての場所でマイラーシートからステンレススチールを除去するために一般のエッティング技術が用いられる。電極及びデイスクリッドを表わすステンレススチールの領域は、電子印刷回路板の製造に一般に用いられる型式の如きホトレジストで被覆される。ステンレススチール及びホトレジストは露光され、次いで塩化第二鉄の様なエッティング剤が塗布される。エッティング剤は接着剤を犯さない型式のものである。それにより 2 つの電極 22、24 及びそれに隣接したデイスクリッド 28、30 がマイラーノのオーバーレイ 74 上にエッティングされ、ステンレススチール以外の場所はどこも接着性の表面である。このエッティングされたオーバーレイ上に接着用紙

を示しており、測定器の筐体 11 は取り外されている。

フロントエンド機構 34 は基本的にベース部 40 を備え、サンプルカードを測定器へ挿入する時にサンプルカードを位置設定する案内ブロック 36 がこのベース部に取り付けられる。強力ローラ組立 42 及び電気接点組立 43 がこの基準ブロックに搭載される。

基本的に、血液サンプルが充填された廻り式サンプルカード 12 は、モールドされた指示矢印 92 が上になつて測定器の方向を指す様に保持され、次いで測定器の対向縁に設けられた開口 94 へ挿入される。機構 34 の 2 つの接点組立 46 及び 48 はサンプルカード 12 のパンド 28 及び 30 と電気的に接触をなす。測定器の電子部分 32 はサンプルカードを探知し、血液サンプルの導電率を測定し、ヘマトクリットパーセンテージを計算し、そしてそれをデジタル表示装置 14 に表示する。

第 8 図において意図された使用位置で示された

様に、フロントエンド機構34は正六面体の形態のベース部即ち基準ブロック40を備えている。このブロックは上面100を形成し、サンプルカードはこの上面にのせられ、次いでフロントエンド機構内に位置設定される。又、ブロック40は下面102も形成し、該面により機構34はネジ(図示せず)の様な適当な緊定手段を用いて測定器10の底体11内に接合される。ブロック40は優れた熱伝導特性を示す物質で作られるのが好ましい。この様な物質の1つはアルミニウムである。

ブロック40の上面には細長い案内部材36が取り付けられ、これはネジ104の様な適当な緊定手段によつてブロックに固定される。サンプルカードの翼部分64を保護するグループ106は、測定器内にサンプルカードを適正に案内できるに充分な距離だけ案内部材36の長さに沿つて延びる。

第8図、第13図及び第14図に最も良く示された様に、1対の直立体108及び110が離間

106に対して実質的に垂直な軸を形成する。外側の管144及びハブ146より成る弹性ローラ142はピボットピン140に回転可能に接合される。管144は弾力性のある物質で作られるのが好ましい。この様な物質の1つはコハクルテックスである。一方、ハブ146は典型的にナ1ロンで作られる。

アーム126、128の各々はボア150、152を含み、このボアはアームが本体部120から出て来たところのすぐ前に配置される。これらのボア150及び152内にはピボットピン154が固定され、このピボットピンによつて定められる回転軸は案内部材36のグループ106に対してほぼ垂直である。典型的にDelrinでモールドされた一般的にL字型の接点ブロック44がこのピボットピンに接合される。この接点ブロック内には1対の電気接点組立体46及び48が配置され、これら接点組立体はサンプルカードがフロントエンド機構34へ作動的に挿入された時にこれら組立体の1方がディスクパッド28及び

関係で上面の後部付近に配置されている。これら直立体108及び110に含まれた穴114及び116内にピボットピン112が固定され、そして案内部材36のガイドグループ106に対して一般的に直角な枢軸をなす。このピボットピン112にヨーク118が接合される。このヨーク118はピボットピン112を受け入れる長手方向ボア122を有する本体部120と、124で一般的に示された横方向に延びたヨーク構造体とを備えている。ヨーク構造体124は1対の横方向に延びたアーム126及び128を備え、これらアームは本体部120から測定器10の前部に向う方向に延び出ている。各々のアームは直角の直立体130及び132で終わる。これら直立体はクロスバー134で結合される。

ヨーク118において、各々の直立体130、132がその奥遠アーム126、128と出合うところに、ピボットピン140を受け入れるボア136、138が設けられている。前記した様に、このピボットピンは案内部材36のグループ

30の1方と接触をなす様にブロックに配置される。

第11図を参照すれば、各々の接点組立体は一端のバネ負荷された接点機構である。例えば接点組立体46を用いると、圧縮バネ160は接点162を組立体から外方に常に押し出す様にする。この様にして、サンプルカードを測定器へ挿入した時に接点162とスチールパッド28との間に確実な接觸が得られる。

接点162から離れた方の接点ブロック44の反対側に、接点組立体46の接続点164が設けられる。この接続点には電気ワイヤ166が取り付けられ、そしてこの領域において接点組立体はモールドポート168でカバーされ、このポートは典型的にシラステックで作られる。

第13図及び第16a図を参照すれば、支柱170は直立体110から離間されてその若干前方にあり、この支柱170はトーションバネ174の1端を受け入れる穴172を含んでいる。トーションバネ174の他端はヨーク118のア

ーム128に固定される。このバキ174はヨーク118ひいては操作部材142を基準ブロック40の上面100に押しつける様に働く。部2のトーションバネ176(第17図)がピボット154に配設され、このバネの一方のレッグは接点ブロック44の下面に圧着しそして他方のレッグは基準ブロック40の上面100に圧着する。このトーションバネ176は接点ブロック44の接点組立体46及び48を基準ブロック40の上面100から常時離す様に働く。

第13図及び第11図に最も良く示された様に、サーミスター182を受け入れるボア180が基準ブロックに設けられており、このサーミスターはこのボア内の位置に入れられる。ボア180の終端領域184は、サンプルカードが挿入された時に血液サンプルが配置される上面100の部分にサーミスターが比較的接近して配位される様に選択される。この一般的な構成が第11図に186で示されている。

第13図及び第11図を統合して参照すれば、基

サンプルカード12及びフロントエンド機構34の構造細部を以上に述べたが、血液サンプルを測定器10へ適正に付与してその後でヘマトクリット値を測定するためにサンプルカード及びフロントエンド機構がいかにして互いに相互関係するかを以下に述べる。

簡便式の血液サンプルカード12及び測定器10は、ヘマトクリット値を測定する本発明のシステムを構成する。本質的に、血液サンプルキャリヤ12は小容積(0.02cc)の導電率セルである。このキャリヤは、ステンレススチール合金の内蔵電極22及び24を有する構造モールドプラスチック部品である。この血液サンプルカードは血液サンプルを操作者からも測定器からも確実に隔離する。この血液サンプルカードの利点は、製造業者から供給された時にそのまま使用でき、予め調整は不要であり、そして1回使用したら、測定後の净化をせねばならないという事である。

サンプルカード12の毛細管18に含まれた血

内部材36は細長い空洞190を含み、この空洞は案内部材の後部から案内グループ106内に充分に延び込んでいる。この空洞内には部材192が配設され、この部材192は空洞190の断面に良く似た形状を有し、従つて部材192はこの空洞内にスライド式にマウントされる。好ましい実施例では、部材192は空洞の一般的に円筒の形状に嵌合する円筒形状を有している。

この円筒部材192は典型的に管脚ち波194を備え、その内には永久磁石196が固定される。この永久磁石は適当なエポキシ198を用いることによつて管内に入れられたサマリウムコバルト磁石であるのが好ましい。円筒部材192はそれ自体が案内部材36のグループ106内に存在する様に空洞190内に配設される。この空洞内で磁石の後方に配設されるのは圧縮バネ200であり、これは磁石部材192を常時前方に押しやる。磁石部材192及びバネ200は空洞の後部を蓋する適当なキャップ202によつて空洞内に保持される。

液サンプルは、予めの希釈も抗凝血剤の添加段階もない状態で患者から採取した時にそのまま使用される。この簡便式血液サンプルカードには次の様にして血液サンプルが充填される。患者の場合には、血液サンプルを取り出すべき領域例えば指又は耳たぶが先ず初めにインプロビルアルコールで清浄化される。次いでこの領域は乾燥せしめられ、その後ランセットで穿刺が行なわれる。血液の最初の1滴はきれいなガーゼでぬぐわれる。サンプル領域を締めつけることなく、サンプルカードのノズル20が穿刺の場所に置かれ、そして毛管現象によつて血液サンプルが毛細管18へ引き入れられる。血液は、両電極22及び24をカバーしそしてそれらの間の容積部26をカバーする様に毛細管18に充填されねばならない。血液サンプルには、気泡や泡や凝塊等があつてはならない。毛管現象を促進するために簡便式サンプルカードを軽くたたくことが必要とされることもある。

研究室サンプルの場合には、血液サンプルは、初めの静脈穿刺が行なわれた時に添加された抗凝

血剤と器かに混合される。付加的な抗凝血剤を添加する必要はない。サンプルカード12のノズル20は研究室の血液サンプル付近に配置され、そして前記した様に毛細現象によつて血液サンプルが毛細管18に引き込まれる。

血液サンプルをサンプルカードに採取する際には、カードの幾つかの有利な特徴に注目されたい。血液サンプルカードは半透明であるから、利用者は血液サンプルキャリヤを上に向けて光を受ける様に保持し、このキャリヤを通して破裂し、そして血液サンプルに不連続部がない様にすることができる。毛細管区分70は拡大領域を与え、従つて血液サンプルのいかなる小さなエアポケット即ち不連続部も容易に明らかとなる。

ヘマトクリット値を正確に測定するためには、血液に対して2つのもの、即ち導電率及び温度、を知ることが必要である。容易に明らか様に、サンプルカードの毛細管18内の容積26は非常に小さく、血液サンプルの温度を直接得ることは非常に困難である。それ故、本発明では別の解決

サンプルカードが案内部材のグループ106及びプロック40の上面100に沿つて進むにつれて、毛細管の隆起部70はローラ142と当接する(第10図)。この隆起部70がローラ142の下を通りや否や、トーションバネ174がローラを血液サンプルカードの上面56に押し付けそして該カードの下面58をプロック40の上面100と密接接触状態に保持する(第11図)。

サンプルカード12の前端60はL字型プラケット156を押し(第10図)、そして2つの接点組立体46及び48はサンプルカードの穴80及び82へと押し下げられ、2つの抵抗22及び24と関連されたパッド28及び30と電気的接觸をなす(第11図)。接点組立体はバネ負荷されているから、組立体46、48の接点162とパッド28、30との間に確実な接觸が得られる。

読みを得た後、サンプルカードが取り出され、そしてL字型プラケット156は元の位置へと移動する。サンプルカード12の毛細管隆起70は

策がとられている。

読み取りを行なうべき時には、血液サンプルカードは、測定器10の1部を形成するフロントエンド機構34の基準プロック40の上面100と密接接触する様に圧着される。基準プロック40は熱伝導特性の良い物質で作られる。この様な物質の1つはアルミニウムである。従つて血液サンプルカードがプロックに對して圧着された状態では、血液サンプルの温度がプロックの温度にせしめられる。従つてプロックに埋設されたサーミスター182は血液の温度の正確な読みを与える。

ヘマトクリット値の読みを得るために施設式サンプルカードを測定器内に挿入する際は、血液サンプルカードは、測定器10の入口94に対し、該カードの矢印92が該入口を指し且つ毛細管18の隆起部70が最も上になる様な向きにされる。次いでサンプルカードは測定器のフロントエンド機構34内に挿入され、該カードの翼64が案内部材36のグループ106に沿つて進む様にされる(第8図)。

再びローラ142の下に当たり、そしてローラの下を通過した後、サンプルカードは自由に除去される。

測定器10の1つの有利な特徴は、接点組立体46及び48を清掃し易いことである。測定器10は、ヨーク118及びローラ組立体42を露出させる様に指でじき上げられるカバー220を備えている。操作者はヨークのクロスビース134を把持しそして第12図及び第16b図に示された様に組立体42を上部カバーから引き出す。これは接点組立体46、48並びにその周囲領域を清掃し易い姿勢にし、従つて血液が付着したり凝血することのあるプロック領域全体を清掃することができる。

試験血液サンプル中のヘマトクリット値及びヘモグロビンの近似値の可視的な読みを作り出すことに関連した電子回路が第18図に概略的に示されている。基準電源200の出力202はパッド28、30、接点組立体46、48並びにリード線166を経てサンプルカード12の電極22、

24へ作動的に接続される。この基準電源は直流成分を持たない交流結合方形波発生器であり、約25kHzの方形波周波数を有している。ライン202の出力はカウンタ204によって発生され、このカウンタはライン206に25kHz方形波信号を発生する。この信号は NANDゲート208に送られ、その出力は増幅器210を通過した後にライン202に現われる。以下に述べる様に、マイクロコンピュータ220からの信号はライン212に現われ、そしてNANDゲートに送られる。この様にして、基準電源により添生される励起電流はマイクロコンピュータの制御の下で4秒ごとに約0.5秒の時間中血液サンプルに付与される。

更に、サンプルカード12の電極22、24はパンド28、30、接点組立246、48並びにリード線166を経て導電率-電圧コンバータ214の入力に接続される。この導電率-電圧コンバータ214はピーク検出器216と増幅器218との直列結合体を備えている。増幅器218の出力はライン222を経てアナログ-デジタル

コンバータ224へ送られる。

試験血液サンプルの温度は温度-電圧コンバータ226によつてアナログ電圧に変換され、このコンバータはサーミスターと増幅器228との直列接続体を備えている。増幅器228の出力はライン230を経てアナログ-デジタルコンバータ232へ送られる。

マイクロコンピュータ220は一般的の設計のものであり、好ましい実施例では、カリフォルニア州サンタクララのIntel Corporationにより製造された型式8748/8048である。このマイクロコンピュータは、アナログ-デジタルコンバータ224及び232のデジタル出力を取り出し、そして以下で詳細に述べる様にこのデータを処理し、ヘマトクリット値の表示をヘマトクリント表示装置236にそしてヘモグロビンの近似値を表示装置238に発生する。表示装置236及び238は一般設計のものであり、好ましい実施例では各々3数字LED表示の形態をとる。

又、マイクロコンピュータ220はライン240

にも信号を発生し、この信号はLEDの如きライト242を作動し、測定器が計算中であることを指示する。又、マイクロコンピュータはライン244にも信号を発生してライト246を作動し、エラーを指示する。更に、マイクロコンピュータはライン248にも信号を発生し、一般的のビーバ（ビーという発音を出す装置）250を間欠的に作動する。計算、エラー及びビーバ信号の詳細については以下で述べる。測定器に開通した回路はパッテリパック252によつて付勢される。リードスイッチ191が閉成した時には、パッテリパックからの電圧が電圧調整器254を通り、その出力はライン256に現われる。電圧調整器の出力は測定器の電子回路を付勢するのに用いられる。

測定器の電子回路を構成する成分について述べたが、この回路の作動について以下に説明する。良く知られた様に、血液に電流が流れる時には、血液が電極面において分極する傾向があり、そして導電率は時間と共に低下する。この作用は特定

の基準電源を用いることによつて最小にされる。この様にして、血液を介しての導電率は方形波的に変化する。増幅器218と回路接続されたピーク検出器216は基準電源200と同様に血液サンプルキャリヤ12の電極22及び24間に接続される。ピーク検出器216は、方形波の先縁及び後縁の直後に血液サンプルの導電率の大きさが測定される様にする。これは血液の分極によつて生じる不正確さを最小にする。ピーク検出器の信号は増幅され、次いでアナログ-デジタルコンバータ224へ送られる。

サーミスター182によつて発生された信号は増幅器228で増幅された後別のアナログ-デジタルコンバータ232へ送られる。アナログ-デジタルコンバータ224及び232は1つのアナログ-デジタルコンバータと取り替えられてもよく、この場合このコンバータはピーク検出器及びサーミスターの信号を受け取つてマルチプレクスする一枚のマルチプレクサに開通して使用されることが理解されよう。

従つて、アナログ-デジタルコンバータ224は廃棄式サンプルカードの血液サンプルの導電率を表わすデジタル信号をその出力として有し、一方第2のアナログ-デジタルコンバータ232は血液サンプルの温度を表わすデジタル信号をその出力として有する。これらの出力はマイクロコンピュータ220へ送られ、このマイクロコンピュータ220は調査表を用いることによりヘマトクリット表示装置236に信号を与えてヘマトクリット値の読みを目で読み取れる形態で与え、且つヘモグロビン表示装置238へも信号を与えてヘモグロビンの近似値を目で読み取れる形態で与える。

調査表を調べる前に、マイクロコンピュータは2つの条件が満足される様にする。第1の条件は、アナログ-デジタルコンバータ224の出力から得た2つの連続した導電率信号が互いに約0.1ヘマトクリットパーセンテージ内にあることである。第2の条件は、アナログ-デジタルコンバータ232の出力からの2つの連続した温度信号が互

クないし80%のレンジ内の既知のヘマトクリットパーセンテージを有する種々の血液サンプルに対して繰り返された。この様にして1組の温度補償曲線が作り出された。次いでこの情報はマイクロコンピュータのメモリ内に永久的に記憶された。

従つて、マイクロコンピュータが、温度補償されたヘマトクリットパーセンテージを指示する信号を発生したい時には、マイクロコンピュータはアナログ-デジタルコンバータ224から導電率信号を取り出しそしてそれに応答して適当な調査表を選択し、それにより試験血液サンプルの検出された導電率に基づいたヘマトクリットパーセンテージを発生する。それと同時に、マイクロコンピュータはアナログ-デジタルコンバータ232の出力から温度情報を取り出し、そして適当な調査表に質問を出して、試験サンプルの温度に基いた所要の補償量を決定する。次いで、修正係数が、補償されていない導電率の読みに加算されるか、又はそれから減算され、温度補償されたヘマトクリットパーセンテージを表わす信号を発生する。

いに約0.1℃内にあることである。これらの両条件が満たされると、マイクロコンピュータは調査表を質問し、そして温度補償されたヘマトクリットパーセンテージを表わす信号を発生する。

導電率測定システムの好ましい実施例では、ノモリに永久的に記憶された調査表は、既知のヘマトクリットパーセンテージを有する血液サンプルに対し既知の温度レンジに亘つて導電率の試験を行なうことによつて作られたものである。次の様にして1群の曲線が作り出されそしてデジタル化されてマイクロコンピュータのノモリ内に記憶される。10ないし46℃のレンジ内の所与の温度に対し、7ないし80%のレンジ内の既知のヘマトクリットパーセンテージを有する充分な数の血液サンプルの導電率が試験された。これは前記レンジ内の種々の温度に対して充分な回数繰り返された。それと同時に、サンプルの導電率に対する温度の影響を示すために、上記温度レンジに亘り既知のヘマトクリットパーセンテージを有する血液サンプルの導電率が試験された。この手順は、

この信号は次いでヘマトクリットパーセンテージとして、目で読み取れる形態で表示される。

測定器を適正に機能させるため、マイクロコンピュータ220は一般の制御技術を用いて測定操作動の可視指示を操作者に与える。ライト242は血液サンプルが安定化するに要する時間中フラッシュし、従つて測定器が計算中であることを指示する。この安定化時間は典型的に10ないし40秒である。マイクロコンピュータが、コンピュータメモリに含まれた調査表においてヘマトクリットパーセンテージを調べた後、ライト242は消え、そしてヘマトクリットパーセンテージが可視的な読みとしてヘマトクリット表示装置236に表示される。

マイクロコンピュータのメモリは、10ないし70%のヘマトクリットレンジの調査表を含んでいる。それ故、導電率に基いた表及びそれに対して与えられた温度情報をコンピュータが見い出せない場合には、コンピュータはエラーライト246を点灯せしめる。所定の時間、例えば40

秒の終りに、有効な読みが得られない場合には、エラーライト246が点灯し続ける。

マイクロゴンピュータの制御の下で、ピーパー250は、廃棄式サンプルカードが測定器内に適正に配置された時にピーという音を発生する。ピーパー250は血液サンプルの試験中は停止され、そしてヘマトクリット値及びヘモクロビンの読みが表示された時に再びピーという音を発生する。その後、ピーパーは10秒ごとにピーという音を発生し、廃棄式サンプルカードが測定器内にまだ含まれていること及び測定器が作動してバッテリの電力消費を招くことを操作者に警告する。又、マイクロコンピュータはエラーライト246がオンの時にピーパーを作動せしめる。

バッテリパック252は第3図に示した様に測定器内に配置される。好みの実施例では、バッテリパックは7個の充電式ニッケルカドミウムセルを用いている。バッテリパックの1部として充電ジャック256があるので、これらのセルはユニット内にある間に充電することもできるし、

ユニットの外部にある時に充電することもできる。

第3図を参照すれば、充電ジャックは、バッテリパックが測定器内に配置された時には測定器10の側部のスロット258を通してアクセスでき、そしてバッテリパックが測定器の外部にある時は直接アクセスできる。

又、測定器は、携帯取手260と、予めパッケージされた廃棄式サンプルカードを保管する保管区画窓262とを有している。

本発明の好みの実施例について説明したが、本発明の範囲から逸脱せずに種々の変更及び変型が当業者に明らかであろう。この様な変更及び変型は全て特許請求の範囲に包含されるものとする。

4. 図面の簡単な説明

第1図は液体導電率測定システムに用いる測定器の好みの実施例を示す斜視図であり、フロントエンド機構のカバーを仮想線で示した図、

第2図は第1図に示された測定器の上面図であり、フロントエンド機構のカバーを配置したところを示した図、

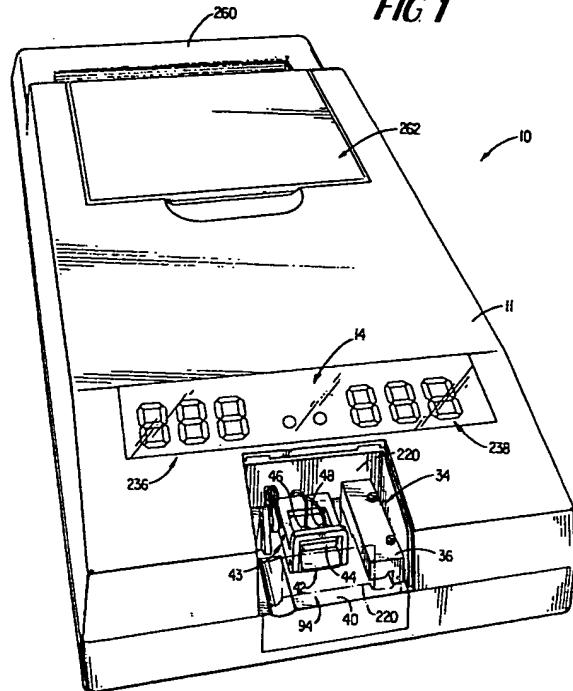
第16a図、第16b図及び第17図は第8図に示されたフロントエンド機構のヨーク及びローラ組立体を示す部分側面図、そして

第18図は測定器に接続された電子回路を示すプロック図である。

- 10 … 测定器、
- 12 … 廃棄式血液サンプルカード即ち
キャリヤ、
- 14 … デジタル表示装置、
- 18 … 毛細管、
- 20 … ノズル、
- 22、24 … 電極、
- 28、30 … 导電性ディスク即ちパッド、
- 32 … 電子回路、
- 34 … フロントエンド機構、
- 36 … 案内部材、
- 40 … プロック即ちベース部、
- 42 … ローラ組立体、
- 44 … L字型プラケット、
- 46、48 … 電気接点組立体、

64、66 … 足部、
 70 … 立上つた部分、
 72 … グループ、
 74 … オーバーレイ、
 80、82 … 穴、
 90 … 切欠部、
 106 … グループ、
 118 … ヨーク、
 142 … ローラ。

FIG.1



59

FIG.2

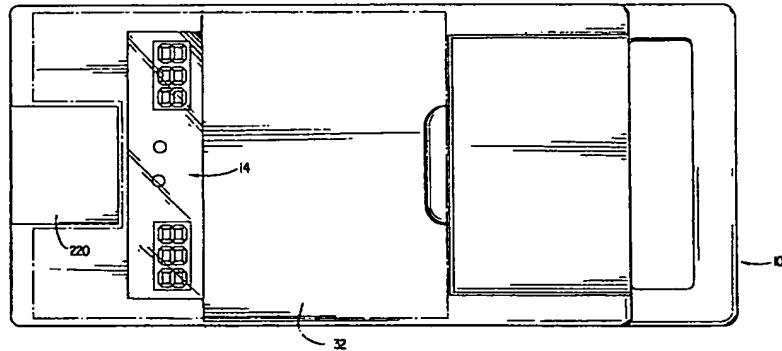
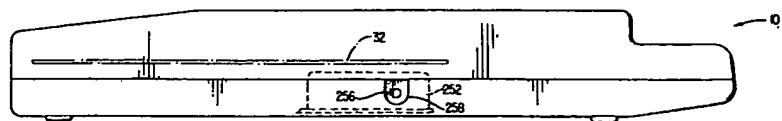


FIG.3



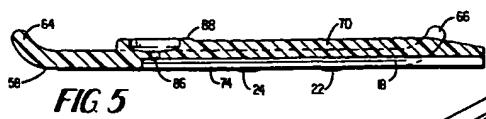


FIG. 5

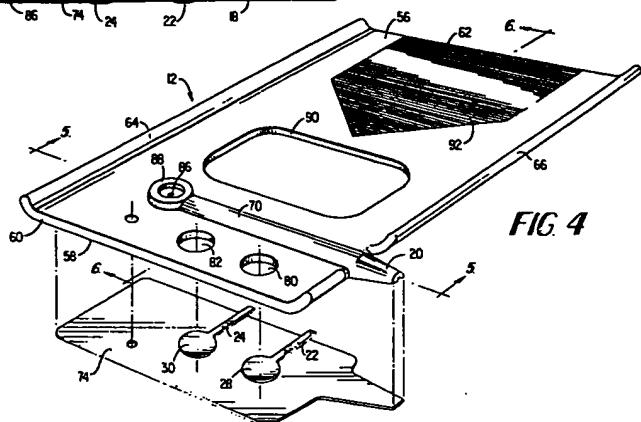


FIG. 4

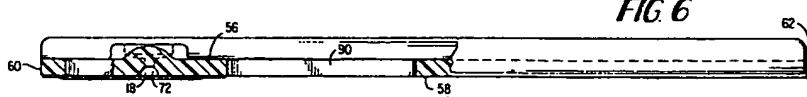


FIG. 6

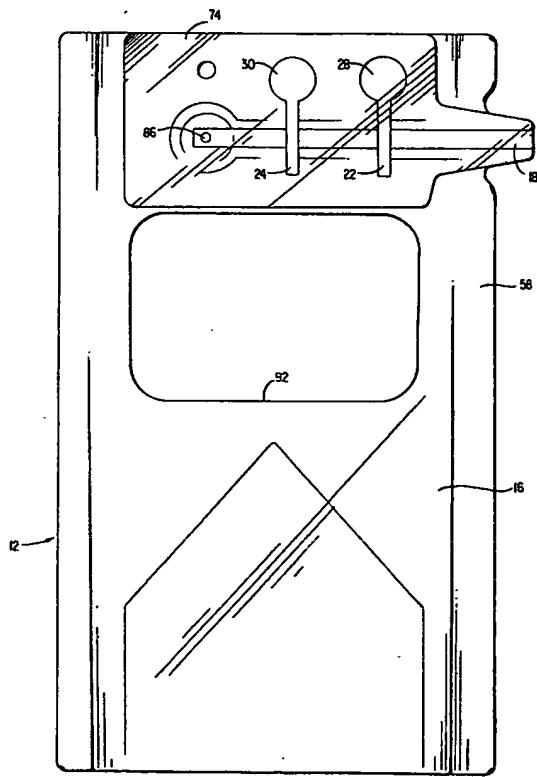
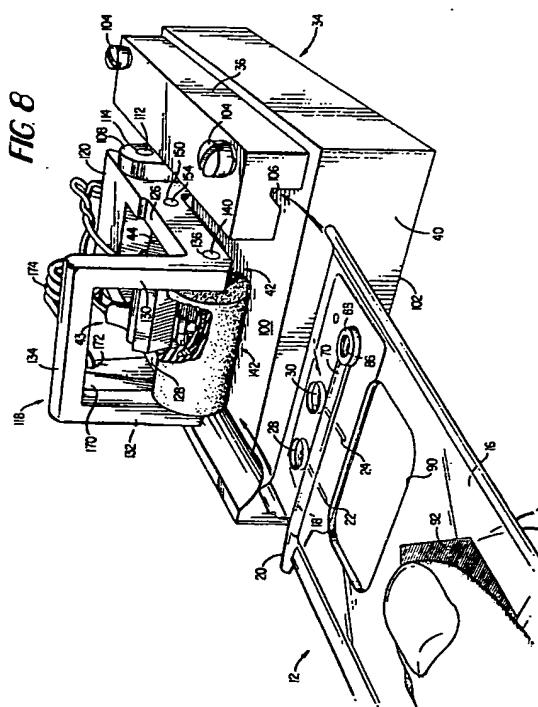


FIG. 7



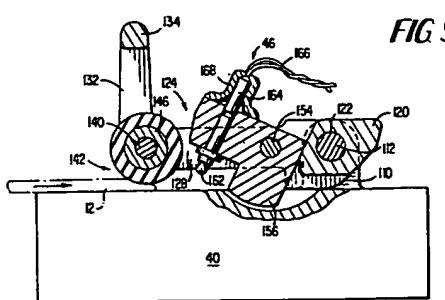


FIG 9

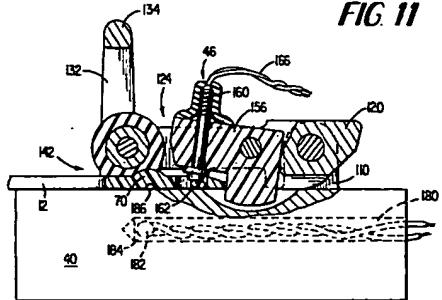


FIG. 11

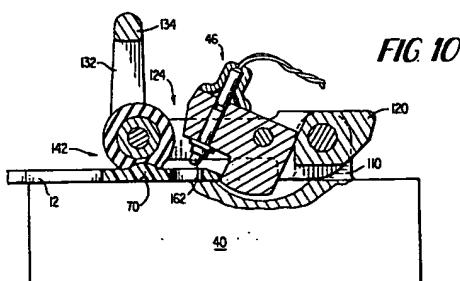


FIG. 10

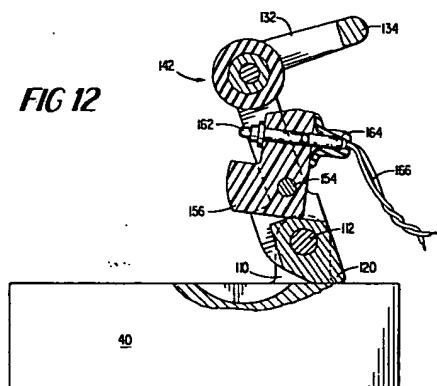


FIG 12

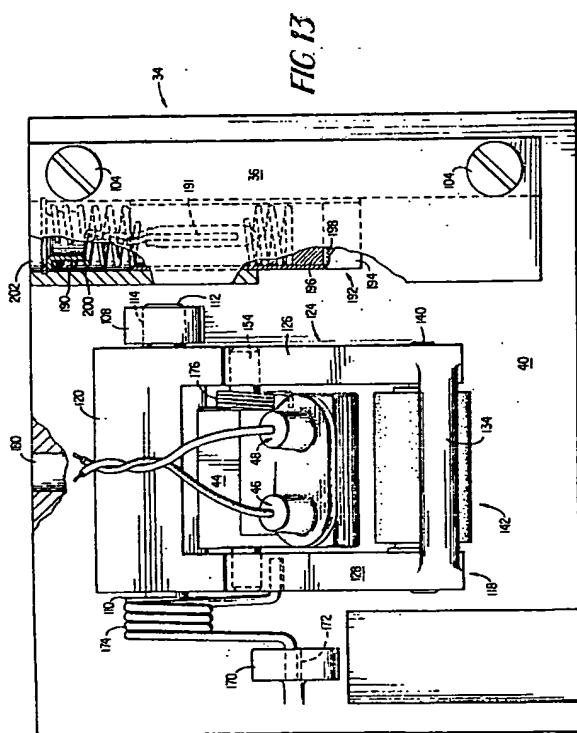


FIG. 13

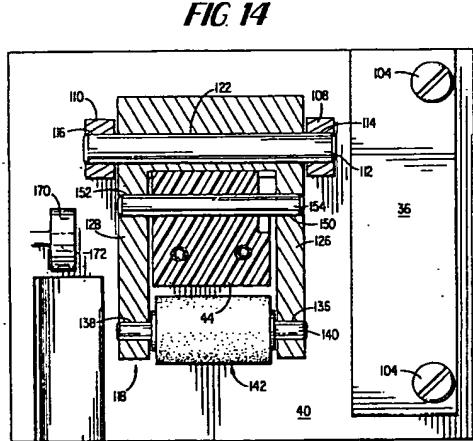


FIG. 14

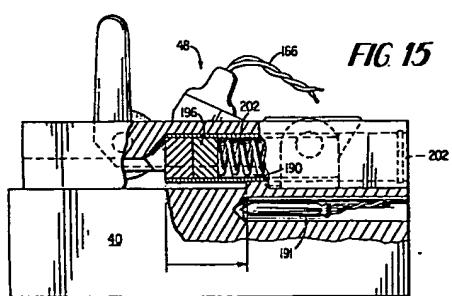


FIG. 15

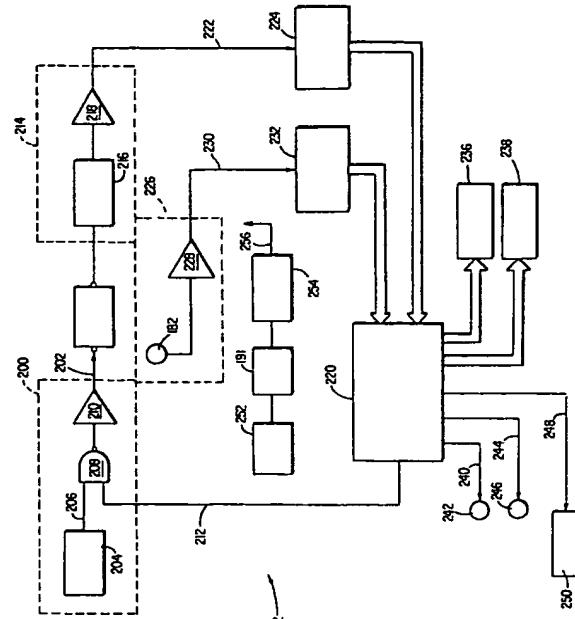
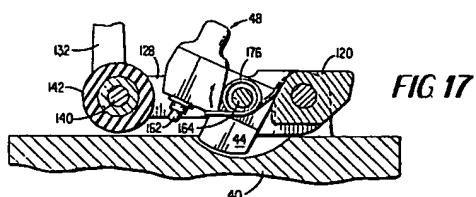
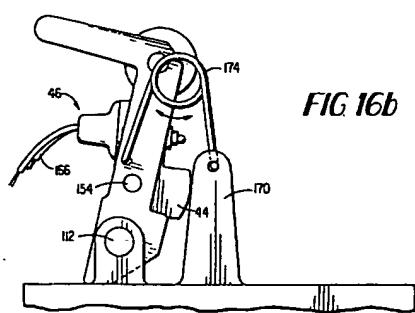
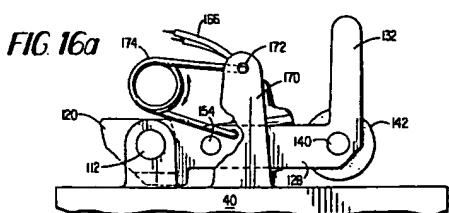


FIG 18

手 続 補 正 書 (方式)

昭和年
55.11.26

特許庁長官殿

1. 事件の表示 昭和55年特許第152017号

2. 発明の名称 液体導電率測定システム及びそのサンプルカード

3. 補正をする者

事件との関係　　出題人

名 称 ユナイテッド ステイツ サージカル
コ-ポレ-ーション

4. 代理人

住 所 東京都千代田区丸の内3丁目3番1号(電話 丸211-8741番)

氏名(5995)井理士中村

5. 初正命令の日付

6. 稽正の対象

明細書

7. 稽正の内容 別紙の通り

明細書の添書（内容に変更なし）